Eine neue Methode zur Messung der Zurückdrängbarkeit des Bulbus in der Orbita (Piezometrie)

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Albert-Ludwigs-Universität

zu

Freiburg im Breisgau

von

Helene Plegge

1931

Druck der Hoffmannschen Buchdruckerei Felix Krais, Stuttgart

Dekan: Prof. Dr. v. Moellendorff
Referent: Prof. Dr. Engelking

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Zugleich veröffentlicht in Monatsblätter für Augenheilkunde, Band 87, Heft 11

Lebenslauf

Ich bin geboren am 17. Februar 1898 in Düsseldorf. Daselbst besuchte ich die Luisenschule (Mädchen-Realgymnasium), an der ich Ostern 1917 die Reifeprüfung bestand. Darauf war ich bis 1925 bibliothekarisch tätig, und zwar in Düsseldorf, Duisburg, und zuletzt $5\,^1/_2$ Jahre am Akademischen Auskunftsamt der Universität Berlin. Im Winter 1925/26 begann ich das Medizinstudium, das ich in Freiburg, Berlin und Wien absolvierte. Die medizinische Staatsprüfung legte ich im Herbst 1930 in Freiburg ab.

Helene Plegge

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543109_0097

Aus der Universitäts-Augenklinik Freiburg i. Br.
(Direktor: Geh.-Rat Prof. Dr. Axenfeld †)
und der Universitäts-Augenklinik Köln a. Rh.
(Direktor: Prof. Dr. Engelking.)

Eine neue Methode zur Messung der Zurückdrängbarkeit des Bulbus in der Orbita (Piezometrie).

Von **Helene Plegge.**

Mit 2 Textabbildungen.

Der Augapfel, der in den Geweben der Orbita wie in einem Trichter eingebettet liegt, besitzt in seiner Längsachse, die von der Mitte der Hornhaut zum hintersten Punkt des Bulbus gezogen gedacht werden kann, eine gewisse Beweglichkeit, die auf der Zusammendrückbarkeit bzw. Verschieblichkeit der Gewebe der Orbita beruht. Sie ist als eine zweckmässige Einrichtung anzusprechen, schon weil „der verschiedene Querschnitt der Augenmuskeln bei verschiedenen Kontraktionszuständen und auch der normalerweise schwankende Füllungsgrad der Orbitalgefässe dies erheischen" (Birch-Hirschfeld, Krankheiten der Orbita, Berlin 1920, S. 22 ff.). In der Tat behält der Bulbus schon physiologischerweise nicht dauernd dieselbe Stellung in der Längsachse der Orbita bei. Birch-Hirschfeld a. a. O. stellte folgende Schwankungen fest: Vorwärtstreten des Bulbus im Sinne eines Exophthalmus findet statt bei Lidöffnung, Sympathikusreizung, Vorwärtsbeugen des Kopfes, forcierter Ausatmung (die Vena jugularis schwillt an, Stauung in der Orbita). Umgekehrt Zurücktreten des Bulbus im Sinne eines Enophthalmus bei Lidschluss, Sympathikuslähmung, Rückwärtsbeugen des Kopfes, forcierter Einatmung (die Jugularvene fällt zusammen).

Um exakte Messungen der Zurückdrängbarkeit vorzunehmen, ist es deshalb nötig, von einer bestimmten Lage auszugehen, die man als „Ruhelage des Bulbus" (Gutmann, A.: Physiologische Untersuchungen über Lageveränderungen des Bulbus in der Orbita in: Z. f. A. 1914 Bd. 31, S. 109) bezeichnen kann und die erzielt wird, indem man den Untersuchten auf einem wagerechten Tisch ausgestreckt liegen und zur Decke blicken lässt.

Die maximale Zurückdrängbarkeit zu messen verbietet sich am Lebenden von selbst (schädliche Deformierung des Bulbus, Ziliarschmerzen usw.). Für die Zwecke der Klinik kann es sich nur darum handeln, die Zurückdrängbarkeit bei Belastung des Bulbus mit bestimmten, nicht zu grossen, immer gleichen Gewichten festzustellen.

Langenhan (Instrumentelle Messung der Zurückdrängbarkeit des Augapfels in der Augenhöhle in: Z. f. A. 1910, Bd. 24, S. 417) hat zu diesem Zwecke einen Apparat konstruiert, der folgendermassen aussieht: An einem Stativ, das auf drei mit Nivellierschrauben versehenen Füssen ruht, ist ein rechtwinklig abgebogener Träger, dessen beliebig hohe Einstellung mittels einer Schraube reguliert werden kann. Der Arm ist an seinem distalen Ende wiederum abgebogen und endet in einer vertikal gestellten gefensterten Hülse. In dieser gleitet ohne wesentlichen Widerstand das mit einer Millimeterskala versehene Meßstäbchen, an dessen oberem Ende eine Schale zur Aufnahme des Gewichtes angebracht ist. Am unteren Ende befindet sich eine kleine Kalotte, deren nach unten gerichtete Konkavität einem Krümmungsradius von 10 mm entspricht und deren Basisdurchmesser 10 mm beträgt. Langenhan misst die Zurückdrängbarkeit, indem er die Kalotte auf das geschlossene Augenlid aufsetzt und dann Gewichte in die Gewichtsschale legt. Damit nimmt er die individuell sehr verschiedene Beschaffenheit der Lider als Fehlerquelle mit in Kauf, und ausserdem nimmt er die Messung nicht in der Längsachse des Bulbus, d. h. über der Korneamitte, vor, sondern bei nach oben abweichendem Bulbus. Die senkrechte Einstellung des Apparats wird mit einem Lot kontrolliert, denn schon eine geringe Abweichung von der Senkrechten verursacht eine Reibung des Meßstäbchens in der Hülse und damit eine beträchtliche Ungenauigkeit des Resultats. Die Pelotte ist, wohl um das Meßstäbchen möglichst leicht zu machen, sehr klein gewählt. Ihr Basisdurchmesser beträgt nur die Hälfte des Basisdurchmessers der von uns verwandten Hornhautpelotte. Je kleiner aber die Fläche ist, durch die der Druck auf den Bulbus übertragen wird, um so mehr muss als Fehlerquelle die Eindrückbarkeit der Bulbushüllen selbst mit in Betracht gezogen werden, wie ohne weiteres einleuchtet, wenn man bedenkt, dass unsere Tonometer auf dieser Idee aufgebaut sind.

Gutmann (a. a. O.) misst die Verschieblichkeit des Bulbus bei geöffnetem Auge auf der Hornhaut. Sein Apparat ist dem Schiötzschen Tonometer verwandt (vgl. Engelking, E.: Ortsbestimmung der Augen in: Gr.-S. Handb. 3. Aufl. Berlin 1925: Die Untersuchungsmethoden Bd. 3, S. 336).

Das Gutmannsche Instrument weist aber ebenfalls grosse Fehlerquellen auf: Der Untersucher hält es selbst in der Hand; ein durch die ganz zufällige Handhaltung gegebener Ausgangspunkt wird als Nullpunkt angesetzt, es gibt keinen festen Nullpunkt. Während des Versuchs muss deshalb eine absolut gleichmässige Haltung der Hand bewahrt bleiben, um den Apparat genau in der gleichen Höhe und senkrechten Haltung zu erhalten. Ferner wird auch hier wesentlich die Eindrückbarkeit des Bulbus mitgemessen. Dies spielt nach Gutmann selbst keine Rolle, denn „der Bulbus weist eine ziemlich grosse Beweglichkeit auf und das ihn umgebende Gewebe ist weicher als der Bulbus von normalem Druck". Dies mag für gewisse Fälle zutreffen, doch erscheint es keineswegs von vornherein sicher, dass die zweifellos auch mitwirkende Impressibilität der Augapfelhüllen immer vernachlässigt werden dürfte. Uebrigens sind die Fehlerquellen im Verhältnis um so grösser je kleiner die benutzten Gewichte sind. Gewichte von 50, 100 und 200 g, wie sie von Langenhan und uns verwendet werden, würden deshalb vorzuziehen sein.

Der von uns konstruierte und benutzte Apparat ist im Prinzip dem von Langenhan verwandt, aber nicht in Anlehnung an diesen entstanden. Vielmehr sind wir bei unseren Ueberlegungen von einem Tonometer ausgegangen, das Mangold (in Pflügers Archiv für die gesamte Physiologie Bd. 201, H. 1/2) im Jahre 1923 angegeben hat.

Mangold setzt einen dünnen Stift von 3 mm Durchmesser, der an einem Wagebalken hängt, auf die Mitte der Hornhaut auf und hängt an den Wagebalken Gewichte von 2, 5 und 10 g, um die Eindrückbarkeit des Bulbus aus dem Tiefersinken des Stiftes zu ersehen. In 6facher Vergrösserung wird der Ausschlag an der Skala abgelesen. (Auf analoge Weise hat Mangold Härtemessungen am Muskel vorgenommen.)

Umgekehrt wie bei dem Piezometer von Gutmann wird hier bei der Tonometrie die Zurückdrängbarkeit des Bulbus mitgemessen und ist als Fehlerquelle in Rechnung zu bringen. (Das Schiötzsche Tonometer vermeidet praktisch diese Klippe glücklich durch die besondere Art seines Baues.)

Wir haben nun den Mangoldschen Apparat zunächst in ein Piezometer umgewandelt, indem wir den dünnen Stift durch eine breite Pelotte ersetzten, die nicht nur auf die Kornea, sondern auch auf einen grossen Teil der Sklera drückt. Auf diese Weise durften wir hoffen, bei Belastung mit genügend grossen Gewichten unter Vermeidung einer umschriebenen Eindellung der Kornea praktisch lediglich die Zurückdrängbarkeit des Augapfels zu messen, wenn auch die Zusammendrückbarkeit des Augapfels im ganzen, seine Deformierbarkeit also, als mögliche Fehlerquelle nicht unberücksichtigt geblieben ist.

Erste Versuche mit dem alten Mangoldschen Apparat stellten heraus, dass es zur Vermeidung von Fehlern notwendig ist, den Kopf des Patienten in der richtigen Stellung gut zu fixieren und die Kopfstütze mit dem Apparat fest zu verbinden.

Der veränderte Apparat, der nach unseren Angaben von der Firma F. L. Fischer, Freiburg, hergestellt wurde, sieht deshalb anders aus:

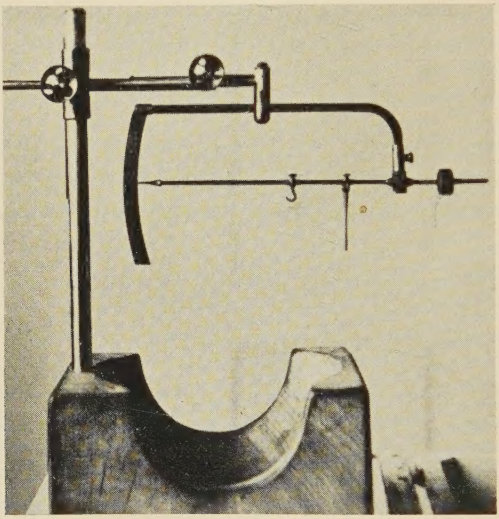
An einem ausgehöhlten Holzblock ist ein Stativ angebracht, an dem ein rechtwinklig abgebogener Träger in beliebiger Höhe festgeschraubt werden kann. Die Länge des Trägers ist durch einen horizontalen Zahnantrieb variabel (zwischen 11,5 und 21 cm). Der Träger ist an seinem Ende vertikal nach unten abgebogen und hält einen im Kreis drehbaren Balken, an dessen einem Ende eine Skala befestigt ist und an dessen anderem Ende als Zeiger ein Hebelsystem so angebracht ist, dass sich der Zeiger in vertikaler Richtung frei bewegen kann. An dem Zeiger befindet sich ein Bügel für das anzuhängende Gewicht und ein Bügel für das Stäbchen, das in das Ansatzstück der Pelotte hineingesenkt wird und den Druck überträgt. Die Höhlung des Holzblocks, in die der Patient seinen Kopf hineinlegen soll, wird mit ausreichender Lederpolsterung versehen.

Die Umwandlung des Tonometers in ein Piezometer erforderte ferner die Herstellung einer geeigneten Pelotte, die möglichst genau der Wölbung der Sklera und der Kornea angepasst sein musste. Die Frage des Materials, ob Glas oder leichtes Metall, war schnell zugunsten des Glases entschieden, da dieses den Vorzug der Durchsichtigkeit (Kontrolle der Blickrichtung des Untersuchten!) hat. Als geeignete Gläser zur Herstellung unserer Pelotten boten sich uns die Zeißschen oder Müllerschen Haftgläser, die seit langem in Gebrauch sind. Da die Müllerschen Gläser noch heute durch Blasen hergestellt werden, für jeden Fall individuell verschieden, „ohne jedes Formungsmittel als das Augenmaß", kamen sie für unsere Zwecke nicht in Frage, da wir dem Auge möglichst genau angepasste Formen der Hornhaut- und Sklerawölbung zu benutzen wünschten. Diesen Anforderungen entsprachen die geschliffenen normalisierten Augenhaftgläser von Zeiss, von deren vier Typen wir zunächst Nr. 71 und 81 wählten (vgl. die Druckschrift von Zeiss Opto 85, II).

Sie besitzen einen Krümmungsradius der Hornhautfläche von 7,1 bzw. 8,2 mm. Diese Maße entsprechen genügend den von Ophthalmometermessungen her bekannten Wölbungsverhältnissen der Hornhaut. Der Krümmungsradius des Sklerateils beträgt 12 mm, der Basisdurchmesser des Hornhautteils ebenfalls 12 mm, der des Skleralteils 20 mm. Die Tiefe der Hornhautwölbung ist bei Glas Nr. 71 3,3 mm, bei Glas Nr. 81 2,6 mm.

Um die mittlere Wölbung des skleralen Teils normaler Augen kennen zu lernen, fertigten wir von 23 grössten Horizontalschnitten durch normale, fixierte eingebettete und geschnittene Bulbi Kopien auf gewöhnlichem Kopierpapier an und verglichen sie mit einem Kreis von 12 mm Radius. Das Resultat war, dass acht Schnitte einen deutlich kleineren Radius hatten (aber nicht unter 10,5 mm), dass

Abb. 1.



7 minimal kleiner waren (höchstens 0,5). Sechs hatten genau den Radius 12 mm, und nur zwei waren bedeutend grösser (14,5 mm Radius). Damit war die Brauchbarkeit der Gläser in dieser Hinsicht wahrscheinlich gemacht.

Die Hornhautwölbung wurde für die Piezometrie in jedem untersuchten Falle am Javalschen Ophthalmometer festgestellt, und zwar richteten wir uns nach der horizontalen Wölbung bzw. in Fällen von Astigmatismus nach derjenigen mit der kleineren Dioptrienzahl, d. h. mit dem grösseren Radius. Als Durchschnitt von 45 Fällen ergab sich ein Radius von 7,7 mm, der grösste war 8,3, der kleinste 6,9 mm. Bei gemessenem Radius von 7,7 mm verwandten wir in der Regel Kontaktglas Nr. 81, 7,7 mm Nr. 71. Diese beiden Gläser sind nach unseren Erfahrungen im allgemeinen praktisch vollkommen ausreichend.

Der Haken zum Aufhängen des Gewichtes soll genau doppelt so weit vom Drehpunkt des Zeigers angebracht sein wie der Ansatzpunkt des Pelottenstäbchens. Der auf das Auge ausgeübte Druck wird dadurch doppelt so gross wie das aufgehängte Gewicht.

Die Entfernung des Pelottenstäbchens vom Drehpunkt des Zeigers wurde von uns so gewählt, dass die an der Skala abgelesene Senkung des Zeigers dem Fünffachen der

tatsächlichen Zurückdrängung des Augapfels entspricht: Länge des Zeigers an unserem Apparat 24,0 cm, Entfernung der Pelotte vom Drehpunkt 4,8 cm.

Wenn man die Senkung, statt sie an der Skala abzulesen, aus dem Winkel, um den der Hebel abgesunken ist, berechnet, so ergibt sich eine fast vollständige Uebereinstimmung der Werte — grösste Differenz $^1/_{10}$ mm — woraus sich die Berechtigung der einfachen Ablesung an der Skala und Division durch 5 ergibt.

Man könnte befürchten, dass ein Fehler in der Berechnung dadurch entstehe, dass das Stäbchen nach der Senkung infolge minimaler Querverschiebung seinen Druck nicht mehr genau senkrecht ausübt. Die durch dieses Moment entstehende Abweichung von der Berechnung ist aber nach unseren Erfahrungen so geringfügig, dass sie vernachlässigt werden kann. Nötigenfalls brauchte das Hebelsystem nur am horizontalen Zahnantrieb ein wenig verschoben zu werden, um die senkrechte Richtung wieder herzustellen.

Einen nicht vermeidbaren, aber konstanten Fehler bildet das Gewicht der Pelotte und das minimale Uebergewicht des Hebels, da wir bei unseren Messungen, wie unten beschrieben wird, nicht genau vom Nullpunkt ausgehen; ferner der Druck der ruhig geöffneten Lider auf den Rand der Pelotte. Gegenüber der Grösse der anzuhängenden Gewichte kommen diese Fehlerquellen aber alle nicht in Betracht. Willkürlicher Lidschluss, insbesondere Zukneifen der Lider seitens des Patienten, muss natürlich vermieden werden.

Die Benutzung des Apparates am Patienten geht in folgender Weise vor sich:

Zunächst wird mit dem Ophthalmometer der horizontale Hornhautradius bestimmt, dann mit dem Schiötzschen Tonometer der intraokulare Druck gemessen, nachdem das Auge holokainisiert ist. Das soll geschehen, damit man die Zusammendrückbarkeit des Auges, die ja theoretisch als Fehlerquelle immer bestehen bleibt, kennt und eventuell berücksichtigen kann. Nun kommt der Patient auf einen horizontalen Operationstisch od. dgl. und legt seinen Kopf in den Apparat. Der Kopf soll mit einem Lederriemen oder einer Verbandbinde am Fuss des Apparates fixiert werden. Sodann wird die der Hornhautrefraktion entsprechende Glaspelotte mit einem Tropfen physiologischer Kochsalzlösung befeuchtet und, eventuell nach nochmaliger Anästhesierung mit Holokain, vorsichtig so eingesetzt, dass zwischen Pelotte und Kornea keine Luftblasen bestehen bleiben. Ist die Anästhesie gut, so gelingt es dem Patienten meist bald, die Lider zu öffnen, so dass man kontrollieren kann, ob die Kornea genau im Kornealraum des Haftglases liegt. Hie und da stört etwas starkes Tränen den Versuch, macht ihn aber kaum je unmöglich.

Nun wird das Hebelsystem über das zu untersuchende Auge gebracht, so dass das Stäbchen senkrecht über dem Glasröhrchen der Pelotte schwebt, wobei darauf geachtet werden muss, dass der Patient mit dem freien Auge einen Punkt der Decke so fixiert, dass das Pelottenrohr selber senkrecht steht. Der Zeiger des Hebels soll zunächst horizontal stehen. Dann wird das Stativ heruntergeschraubt, bis das Stäbchen den Boden des Führungsrohres berührt und der Zeiger einige Teilstriche über den angemerkten Nullpunkt hinaufrückt, damit man sicher ist, dass er auch wirklich auf der Pelotte ruht.

Alle Zahlen oberhalb des Nullpunktes haben wir mit einem Minuszeichen versehen, alle unterhalb des Nullpunktes mit einem Pluszeichen, so dass durch Minus und Plus nichts weiter als die Lage zum Nullpunkt bezeichnet werden soll. Unsere Ausgangspunkte waren in der Regel —2 bis —5 Millimeter.

Es werden zur Sicherung der Ergebnisse am besten je 5 Messungen hintereinander vorgenommen. Wir verwenden anfangs meist 2 Gewichte (50 und 100 oder 20 und 50 g). Das Gewicht, das eine kleine Drahtöse trägt, wird mittels einer Pinzette angehängt, langsam losgelassen; dann wird kurz gewartet, bis der Zeiger stillsteht, abgelesen und das Gewicht abgenommen.

Das völlige Absinken des Zeigers muss jedesmal 2—3 Sekunden abgewartet werden. Der Zeiger senkt sich zunächst schnell auf einen bestimmten Wert und sinkt dann langsam noch einige Millimeter (1—4) tiefer. Die Schnelligkeit dieser Einstellung ist individuell verschieden. Das hängt vielleicht damit zusammen, dass Blut und Gewebeflüssigkeit verschieden schnell und in verschiedenem Umfange in den Geweben der Orbita durch den Druck verschoben werden.

Nach Entfernung des Gewichtes kehrt der Zeiger wieder genau oder annähernd in seine Ausgangslage zurück. Auf jeden Fall muss darauf geachtet werden, dass das Stäbchen auf dem Dach der Pelotte ruhen bleibt. Durch Lidschlag des Patienten und Aenderung der Blickrichtung kann leicht eine vorübergehende Abweichung von der Senkrechten und damit Entfernung des Stäbchens von der Pelotte hervorgerufen werden. Während der Belastung bleibt das Auge meist von selbst ruhig.

Sind die Versuche (z. B. 5 Belastungen mit 50 g) beendet, so wird das Stativ wieder heraufgeschraubt, der Apparat entfernt und die Pelotte vorsichtig aus dem Auge herausgenommen. Man tut gut, sogleich die Hornhautoberfläche und den Bindehautsack mit physiologischer Kochsalzlösung zu befeuchten. Sollte das Auge ausnahmsweise etwas gereizt sein, so empfiehlt sich Einstreichen einer indifferenten Salbe.

Im Folgenden sollen nun die Ergebnisse unserer Prüfung des Instruments auf seine Brauchbarkeit und die mit ihm an Normalen gewonnenen Resultate mitgeteilt werden.

Zunächst einiges über unsere Vorversuche.

Die Vorversuche mit dem Apparat der ursprünglichen Mangoldschen Form ohne Kopfstütze sind in den unten vorgelegten Tabellen nicht aufgeführt. Die so gefundenen Werte liegen durchschnittlich um 0,3 mm höher als die mit dem endgültigen Apparat. Der Höchstwert betrug 6,5 mm, doch dürfte dieser auf grössere Fehlergrenzen durch die schwierigere Anwendung des Apparats zurückzuführen sein.

Bei diesen Vorversuchen wurde ausser dem 50-g-Gewicht in einigen Fällen vorsichtig auch ein 100-g-Gewicht benutzt, d. h. ein Druck von 200 g auf das Auge ausgeübt. Das Zurücksinken des Auges betrug dabei 8—10 mm. Doch wurde diese Versuchsreihe bald abgebrochen, weil nicht sicher ist, ob derartige Belastungen nicht auch einmal Schaden hervorrufen könnten. Beobachtet haben wir nachteilige Folgen niemals. Später wurde in der Regel ausser dem 50-g-Gewicht ein 20-g-Gewicht benützt. Zeigten sich dabei Ausschlagsdifferenzen zwischen beiden Augen eines Patienten mit einem Gewicht, so waren dieselben Differenzen auch bei Benützung des anderen Gewichts erkennbar. Dagegen ergab sich, dass nicht immer bei verschiedenen Menschen zu gleichen Werten der Zurückdrängbarkeit mit 50 g Belastung auch annähernd gleiche Werte mit 20 g Belastung gehörten.

Die Verwendung von verschiedenen Gewichten nacheinander ist für die Praxis nicht empfehlenswert, weil sich Zurückdrängbarkeit wie Eindrückbarkeit des Bulbus bekanntlich durch mehrfache Belastungen ändern. Wir bevorzugen auf Grund unserer Versuche ein Gewicht

von 50 g, denn bei der Belastung mit 20 g bewegen sich die Werte meist zwischen 1 und 2,5 mm. Wird die Fehlerquelle zu etwa 0,4 mm gerechnet (s. unten), so sind mit diesem Gewicht die Resultate nicht mehr so zuverlässig, wie wir das wünschen müssen.

Die Wahl der Kontaktgläser erwies sich im Rahmen der von uns benutzten Modelle als unerheblich.

Infolge Reparaturbedürftigkeit des Glases Nr. 81 musste zeitweise zu Glas 71 gegriffen werden in Fällen, die theoretisch besser für 81 gepasst hätten. Dies ergab aber keinen erkennbaren Unterschied des Resultats.

Die Ausgangswerte haben bei ruhig blickendem Auge die Tendenz etwas abzusinken. Hat man nach einer Ablesung das Gewicht abgehoben, so kehrt der Zeiger meist nicht genau in seine Ausgangsstellung zurück, sondern bleibt etwas tiefer stehen, was schon Mangold beobachtet hat. Ist die Differenz gross, so muss man zwischendurch wieder mit einer neu eingerichteten Anfangslage beginnen. Das Gleiche gilt für den Fall, dass der Patient selbst durch Lidschlag Kontaktglas, Stäbchen und Zeiger aus ihrem richtigen Zusammenhang bringt. Es zeigte sich übrigens, dass die Wahl der Ausgangsstellung nicht von Bedeutung ist.

In einem in der Tabelle nicht aufgeführten Versuch (K. G., linkes Auge) betrugen z. B. die Ablesungen —27/—11, —26/—10, —27—10/ —26/—10, —26/—9, d. h. die Ausschläge waren 16, 16, 17, 16, 17 Teilstriche, also gut miteinander übereinstimmende Werte trotz der absichtlich versuchsweise aussergewöhnlich hochgewählten Ausgangswerte. Ein anderer Versuch an einer sehr nervösen Patientin (Versuch 4, rechtes Auge), die sich durch häufigen Lidschlag und Schwierigkeit zu fixieren schon ohne die Prothese im Auge auszeichnete, zeigte, dass auch bei nicht korrigierter Anfangsstellung übereinstimmende Werte herauskommen, nur muss unbedingt, bevor das Gewicht angehängt wird, das Stäbchen in dem Pelottenrohr das Dach der Pelotte berühren und beide müssen senkrecht stehen.

An jedem untersuchten Auge sind mehrere Belastungen sofort hintereinander vorgenommen worden (in der Regel 5). Diese Teilversuche stimmen untereinander im Durchschnitt bis auf 2 Skalenteile Unterschied zwischen dem grössten und kleinsten gemessenen Ausschlag überein, was einer Differenz von 0,4 mm Zurückdrängbarkeit entspricht. Dies ist also die Fehlergrenze des Apparates, die zu verkleinern nach der ganzen Art der Versuche nicht möglich war.

Tabelle 1 gibt nun die Messungsergebnisse an normalen, höchstens geringgradig myopischen, hypermetropischen oder astigmatischen Augen.

Die Belastung betrug hier jedesmal 50 g, d. h. der Druck aufs Auge 100 g (vgl. S. 10). Die abgelesenen Ausschläge wurden notiert (Spalte 5), z. B. bei einer Zeigerverschiebung von —4 bis +15 als 19 usw. Aus den erhaltenen Einzeldaten wurde der Mittelwert berechnet. Bei Division durch 5 (vgl. S. 9 f.) erhält man die Zurückdrängung in Millimetern.

Tabelle 1. Belastung mit 50 g-Gewicht. Druck auf das Auge 100 g.

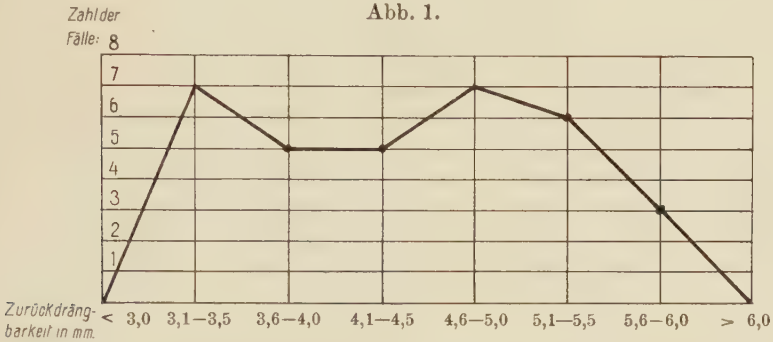
	Hornhautradius mm	Intraok. Druck mm Hg	Pelotte Nr.	Ausschläge	Mittelwert	Zurückdrängung mm
1. A. H. r.	7,9	30	81	22 24 23 25 24	23,6	4,72
35 J. l.	7,9	25	81	28 29 27 29 29	28,4	5,68
2. S. H. r.	7,7	24	81	23 25 23 25 25	24,2	4,84
23 J. l.	7,9	24	81	27 25 23 23 20	23,6	4,72
3. E. B. r.	7,8	29	81	18 18 19 20 20	19	3,8
16 J. l.	7,8	27	81	17 19 16 17 17	17,2	3,44
4. R. K. r.	7,5	22	71	23 23 22 20 21	21,8	4,36
36 J. l.	7,9	22	71	25 24 23 23 23	23,6	4,72
5. L. O. r.	7,7	24	71	24 26 24 24 24	24,4	4,88
51 J. l.	7,7	23	71	25 25 26 25 26	25,4	5,08
6. H. A. r.	8,4	23	71 [1])	27 24 27 29 24	26,2	5,24
14 J. l.	8,5	25	81	25 27 27 28 27	26,8	5,36
7. M. W. r.	7,9	23	71 [1])	22 22 24 23 22	22,6	4,52
64 J. l.	7,8	25	71 [1])	24 22 24 23 24	23,4	4,68
8. A. S. r.	7,3	22	71	18 17 18 18 18	17,8	3,56
55 J. l.	7,5	25	71	18 17 18 19 19	18,2	3,64
9. J. W. r.	8,2	23	71 [1])	23 23 23 25 25	23,8	4,76
24 J. l.	8,3	24	71 [1])	25 26 25 26 27	25,8	5,16
10. M. R. r.	8,1	24	71 [1])	16 16 16 16 15	15,8	3,16
14 J. l.	8,2	22	71 [1])	15 16 15	15,3	3,06
11. M. R. r.	7,2	26	71	20 22 21	21	4,20
56 J. l.	7,2	26	71	21 21 22 23	21,7	4,34
12. A. B. r.	7,7	24	81	20 18 18 19 19	18,8	3 72
17 J. l.	7,8	29	81	20 19 20 20 19	19,6	3,92
13. O. H. r.	8,0	23	81	18 17 16 18 17	17,2	3,44
23 J. l.	8,0	21	81	17 16 19 21 16	17,8	3,53
14. H. E. r.	7,8	22	81	25 30 29 27	27,7	5,55
26 J. l.	8,2	22	81	25 26 26	25,7	5,13
15. Th. W. l. 51 J.	7,7	16	81	18 16 16 18 17	17,2	3,44
16. E. E. r. 49 J.	7,6	32	71	30 28 32 30 29	29,8	5,96
17. K. G. r. 48 J.	7,7	27	81	20 20 20 21 21	20,4	4,08
18. L. G. r. 47 J.	7,7	20	81	22 24 24 23 24	23,4	4,68
19. E. H. r. 64 J.	7,5	21	71	28 28 26	27,3	5,46
20. M. L. r.	7,5	27	71	16 17 18 16 16	16,6	3,32

[1]) Vgl. S. 7.

Aus dieser Tabelle, in der 34 Messungen an 20 Patienten aufgeführt sind — es konnten nicht in jedem Fall beide Augen verwendet werden — errechnet sich der Mittelwert der Zurückdrängbarkeit des Auges zu 4,41 mm. Nach Langenhan beträgt die Zurückdrängbarkeit bei 100 g Belastung unter normalen Verhältnissen im Duchschnitt 4,7 mm. Dieser Wert stimmt mit dem von uns gefundenen also ziemlich überein.

Die Häufigkeit des Vorkommens der einzelnen Werte zeigt die folgende Kurve:

Abb. 1.



Das Maximum der Häufigkeit fällt also nicht mit dem Durchschnittswert zusammen. Es scheint, dass sich zwei Hauptverhaltungsweisen unterscheiden lassen, die eine, bei der die Zurückdrängbarkeit im Durchschnitt 1 mm tiefer liegt als der Gesamtdurchschnitt, die andere, etwas grössere Gruppe, bei der er durchschnittlich 0,2 bis 0,5 mm höher liegt. Doch sollen aus dieser noch relativ kleinen Anzahl von Messungen keine endgültigen Schlüsse gezogen werden.

Der Unterschied der Zurückdrängbarkeit verschiedener Augen unter normalen Verhältnissen beträgt nach unserer Tabelle etwa 3 mm. Dafür ist einmal die Form der knöchernen Orbita verantwortlich zu machen, dann aber auch wohl die Form und Grösse des Bulbus, sowie die Masse und Konsistenz des in der Orbita enthaltenen Gewebes.

Vergleichen wir beide Augen desselben Individuums, so finden wir, dass der Unterschied 0,1 bis 0,3 mm beträgt, höchstens 0,4 mm. Dieser Unterschied liegt innerhalb der Fehlergrenzen der Untersuchung, so dass die erwartete Uebereinstimmung beider Augen sich in der Regel tatsächlich bestätigt findet. Ausnahmen kommen aber zweifellos vor, so z. B. im Fall 1, wo die Differenz 1 mm beträgt. Eine solche Differenz könnte ihre Ursache in Asymmetrien des Gesichtsschädels, in Anisometropie (vgl. Gutmann, Untersuchungen über orbitale Verschieblichkeit des Bulbus bei hochgradigen Refraktionsanomalien und intraokularer Drucksteigerung

in: Z. f. A. 1914 Bd. 31, S. 295), Unterschieden des Turgors u. dgl. haben. Auch hier sind weitere Untersuchungen erforderlich.

Wir haben nun ferner geprüft, wie sich die Werte an ein und derselben Person, an verschiedenen Tagen gemessen zueinander verhalten. Ein Hinweis ergab sich schon aus einigen der in der Tabelle 1 aufgeführten Fälle, die zweimal untersucht werden konnten, nämlich Fall 2 und 13.

Fall 2 wurde am 10. März untersucht mit dem Ergebnis:
rechts: 4, 84, links: 4,72
und noch einmal am 24. März mit:
rechts: 4,35, links: 4,45 mm.
Bei **Fall 13** wurde am 6. März festgestellt:
rechts: 3,2, links: 3,8 mm
und am 19. März:
rechts: 3,4, links: 3,5 mm.

Tabelle 2 zeigt einen an mehreren nahe beieinander liegenden Tagen untersuchten Fall:

Tabelle 2.

Th. W. 51 Jahre. Linkes Auge: Hornhautradius 7,7 mm. Kontaktglas 81. Belastung 50 g Gewicht.

Datum	22. 3. 1930	25. 3. 1930	27. 3. 1930	29. 3. 1930
Tension mm Hg .	22	19	17	23
Ausschlag	17 17 16 15 15	18 19 18 18 19	18 16 16 19 17	18 16 17 16 17
Mittelwert	16	18,4	17,2	16,8
Zurückdrängung mm .	3,2	3,68	3,44	3,36

Wie man sieht, stimmen diese Werte im Rahmen der Fehlergrenze überein.

Ueber die Beziehungen des Lebensalters zur Zurückdrängbarkeit gibt die folgende Tabelle (Nr. 3) Auskunft, bei der die Werte nach dem Alter der Patienten geordnet sind:

Tabelle 3.

Jahre	Zurückdrängbarkeit (mm) r.	l.
14	3,16	3,06
14	5,24	5,36
16	3,8	3,44
17	3,72	3,92
23	3,44	3,53
23	4,84	4,72
25	4,76	5,16
26	5,55	5,13
35	4,72	5,68
36	4,36	4,72

(Fortsetzung von Tabelle 3.)

Jahre	Zurückdrängbarkeit (mm)	
	r.	l.
47	4,68	—
48	4,08	—
49	5,96	—
51	—	3,44
51	4,88	5,08
54	3,32	—
55	3,56	3,64
56	4,2	4,34
64	4,52	4,68
64	5,46	—

Wir verzichten darauf, aus diesen wenigen Zahlen bindende Schlüsse im einzelnen ziehen zu wollen. Einen wesentlichen Einfluss hat nach unseren bisherigen Erfahrungen das Alter jedenfalls nicht auf die Zurückdrängbarkeit. In der Gruppe der jugendlichen Untersuchten von 14 bis 26 Jahren z. B. zeigen sich zu gleichen Teilen niedrige Werte zwischen 3 und 4 mm und hohe Werte über 4,7 mm. Gleichwohl erscheint es nicht ausgeschlossen, dass im hohen Alter z. B. infolge des physiologischen Zurücksinkens des Bulbus (Schwund des Fettgewebes) vielleicht auch einer Rigidität bestimmter Gewebe usw. die Zurückdrängbarkeit verändert gefunden werde. Nach Gutmann, der mit relativ kleinen Gewichten arbeitete, wird sie grösser, nach Langenhan, der mit einer Belastung von 100 g arbeitete, wird sie kleiner. Dieser Widerspruch kann seine Ursache darin haben, dass für die Zurückdrängbarkeit des Auges bei geringen Belastungen die Form der knöchernen Orbita noch keine wesentliche Rolle spielt, sondern hauptsächlich die Art des retrobulbären Gewebes, wohl aber bei erheblichen Belastungen.

Eine interessante Frage war die, ob bzw. inwieweit Unterschiede des Augenbinnendruckes einen Einfluss auf die Zurückdrängbarkeit besitzen.

Die Tonometerwerte der untersuchten Augen bewegten sich zwischen 16 und 32 mm Hg. Die zugehörigen Piezometerwerte finden sich in Tabelle 4 (s. S. 595).

Die Werte sind nach sinkendem Augeninnendruck geordnet. Die zugehörigen Piezometerwerte wechseln im Rahmen des Normalen in regelloser Weise. Freilich hat zufälligerweise der Fall mit der höchsten Tension die grösste Zurückdrängbarkeit und der mit der niedrigsten eine relativ geringe. Ein Blick auf die übrigen Zahlen lehrt aber, dass tatsächlich keine Abhängigkeit der Piezometerwerte von den Schwankungen des normalen Augeninnendrucks besteht. Auch ein mässig erhöhter Druck spielt

offenbar keine entscheidende Rolle. Dagegen muss daran gedacht werden, dass bei abnorm niedrigem Druck die Eindrückbarkeit des Bulbus das Resultat der Piezometerprüfung fälschen kann. Gutmann (a. a. O.) fand auch bei einer Tension über 40 mm verringerte Verschieblichkeit.

Tabelle 4.

Tension mm Hg	Zurückdrängbarkeit mm
32	5,96
30	4,72
29	3,80
28	3,92
27	3,32; 3,44; 4,08
26	4,20; 4,34; 5,24; 5,36
25	3,64; 5,08; 5,16; 5,68
24	3,16; 3,72; 4,84; 4,88
23	3,44; 4,68; 4,72; 4,76
22	3,06; 3,56; 4,36; 4,52; 4,72; 5,13; 5,55
21	3,53; 5,46
20	4,68
16	3,44

Durch die zusammengetragenen Erfahrungen ist die Brauchbarkeit des Apparates und seine Zuverlässigkeit innerhalb erträglicher Fehlergrenzen erwiesen. Es darf noch hinzugefügt werden, dass seine Anwendung keinerlei Schwierigkeiten bietet, dass sie unschädlich ist und dem Patienten keine irgend in Betracht kommenden Beschwerden verursacht.

Für die klinische Anwendung wird es nicht nur darauf ankommen, die absolute Zurückdrängbarkeit festzustellen, sondern mehr noch die relative zwischen rechts und links, ferner das Zu- oder Abnehmen der Zurückdrängbarkeit.

Auch einige diesbezügliche klinische Erfahrungen seien mitgeteilt, um die Brauchbarkeit des Instrumentes darzutun.

Wie gross der Unterschied der Zurückdrängbarkeit des rechten und linken Auges durch einseitige Erkrankung werden kann, zeigte sich z. B. in einem Fall von Karzinom der rechten Orbita (64 Jahre), wo die Zurückdrängbarkeit des Auges auf der kranken Seite auf 25% des gesunden Auges ermittelt wurde.

Ausser auf die relativen Unterschiede zwischen rechts und links kommt es klinisch in vielen Fällen auch darauf an, den Verlauf eines

Prozesses an der Hand piezometrischer Untersuchungen zu verschiedenen Zeiten zu verfolgen.

Dies war uns möglich in einem Fall von einseitigem Exophthalmus mit Tumorverdacht bei einer 47jährigen Frau. Die Prominenz betrug, gemessen nach Hertel, bei der Aufnahme rechts 15, links 33, Visus rechts $^6/_6$ pt., links Finger in 1 m. Da ein positiver Wassermann ausser an Tumor auch an einen luetischen Orbitalprozess denken lassen musste, wurde zunächst eine Schmierkur durchgeführt und während derselben die Patientin regelmässig mit unserem Piezometer untersucht. Die Zurückdrängbarkeit des erkrankten Auges im Verhältnis zum gesunden betrug: bei der ersten Untersuchung 36%, nach 5 Tagen 41%, nach 14 Tagen 60%, nach 3 Wochen 60%, nach 4 Wochen 54%, nach 2 Monaten 55%. Dabei blieb der Exophthalmus fast unverändert bestehen. Die Steigerung der Zurückdrängbarkeit des Auges auf der erkrankten Seite im Verlauf der Schmierkur veranlasste uns, unter diesen Umständen die Diagnose eines Tumors abzulehnen zugunsten einer Lues, eine Vorstellung, die sich durch den weiteren Krankheitsverlauf als richtig erwiesen hat.

Die Entscheidung der Frage, ob ein Tumor oder eine entzündliche Orbitalveränderung vorliegt, sowie die Verfolgung der Entwicklung eines Orbitalprozesses an Hand der Zurückdrängbarkeitsänderung des Bulbus bilden vielleicht das wichtigste Anwendungsgebiet der Piezometrie. Daneben aber können natürlich auch noch andere Fragen mit dieser Methode angegangen werden, so die Differentialdiagnose zwischen solidem oder Gefässtumor, ferner, worauf auch Langenhan schon hinweist, Veränderungen der Zurückdrängbarkeit bei grösserem Gefässreichtum der Orbita, beim Basedow, bei Augenmuskelstörungen usw.

All diesen Problemen, die sich zum Teil erst im Verlauf einer längeren Beobachtung lösen lassen, erscheint unser Instrument bei richtiger Anwendung gewachsen.

Literatur.

1. Birch-Hirschfeld, Krankheiten d. Orbita. Gr.-S. Handb., Berlin 1920. — 2. Engelking, E., Ortsbestimmung der Augen. Gr.-S. Handb., Berlin 1925, 3. Aufl., Die Untersuchungsmethoden, Bd. 3. — 3. Fick: Eine Kontaktbrille. Arch. f. A. Bd. 38. — 4. Gutmann, A., Physiologische Untersuchungen über Lageveränderungen des Bulbus in der Orbita. Z. f. A. 1914, Bd. 31. — 5. Gutmann, A., Untersuchungen über orbitale Verschieblichkeit des Bulbus bei hochgradigen Refraktionsanomalien und intraokularer Drucksteigerung. Z. f. A. 1914, Bd. 31. — 6. Helmholtz, H. v., Physiologische Optik. 2. Aufl. — 7. Langenhan, Instrumentelle Messung der Zurückdrängkbarkeit des Augapfels in der Augenhöhle. Z. f. A. 1910, Bd. 24. — 8. Mangold, E., Eine neue Methode zur Augendruckmessung. Pflügers Arch. f. d. ges. Physiol. 1923, Bd. 201, Heft 1/2. — 9. Müller, Friedrich E., Ueber die Korrektion des Keratokonus und anderer Brechungsanomalien des Auges mit Müllerschen Kontaktschalen. Dissert. Marburg 1920. — 10. Zeiss-Werke, Jena: Opto 85 II.